

BAB II

DASAR TEORI

II.1 Berkas Elektron untuk Terapi

Penggunaan elektron energi tinggi dibagi dalam 3 generasi (Soewito dkk, 1998) :

- Generasi I : pada tahun 1950, menggunakan energi 4-8 MeV
- Generasi II : tahun 1961, mempunyai teknik isosentrik dengan putaran gantry 360 derajat
- Generasi III : pada tahun 1970-an akselerator linier energi tinggi telah mempunyai kemampuan sinar photon, *multienergi electron beam*, *Imultileaf collimator*, *3 D planning*, dan menggunakan sistem computer.

Rentang energi sinar elektron dalam bidang radioterapi adalah (Soewito dkk, 1998) :

- Energi rendah : 4 – 6 MeV.
- Energi menengah : 8 – 12 MeV.
- Energi tinggi : 5 – 35 MeV.

Pada tingkat energi 6 – 20 MeV, penyinaran dengan elektron mampu untuk perawatan tumor *superficial* (permukaan) yang kedalamannya kurang dari 5 cm

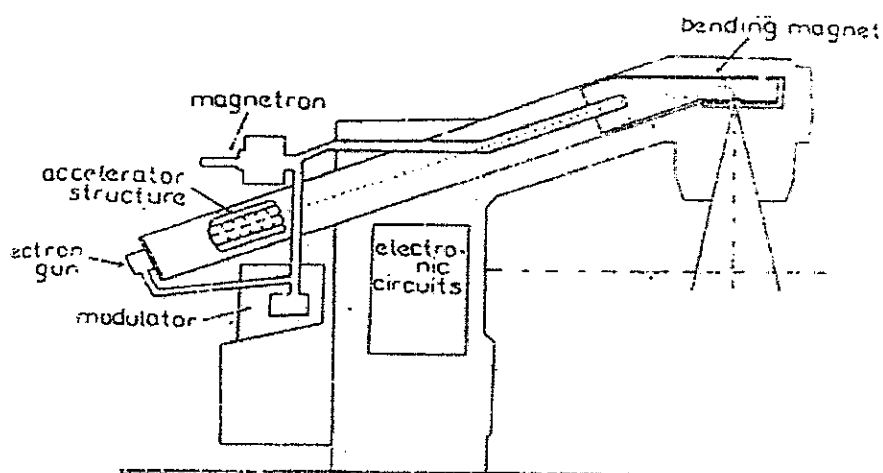
dengan variasi penurunan dosis yang diberikan untuk tumor. Penggunaan secara prinsip sinar elektron untuk radioterapi adalah (Khan, 1994):

- a. Penyinaran kanker bibir dan kulit,
- b. Penyinaran dinding dada pada tumor payudara,
- c. Pengaturan penambahan dosis pada nodes,
- d. Penyinaran kanker leher dan kepala.

Walaupun macam-macam penyinaran tersebut dapat dilakukan dengan menggunakan sinar-X, brachiterapi, sinar photon tangensial, namun penyinaran dengan elektron mempunyai kelebihan dalam keseragaman dosis yang diberikan pada volume tumor dan mampu meminimalkan dosis yang diterima jaringan yang lebih dalam.

II.2 Akselerator Linier

Akselerator linier (Anonim, 1991) adalah peralatan yang menggunakan medan listrik dan gelombang elektromagnetik frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan sehingga memiliki energi tinggi dalam tabung linier. Pada dasarnya akselerator linier dalam medis adalah pembangkit elektron, mempercepat sekaligus mengatur lintasannya dan kemudian pemancaran dalam dua mode pilihan yaitu pancaran elektron (digunakan untuk penyinaran tumor superfisial) dan pemancaran yang ditumbukkan pada target sehingga menghasilkan sinar-X (untuk penyinaran tumor yang lebih letaknya dalam).



Gambar II.1 Gambar akselerator linier

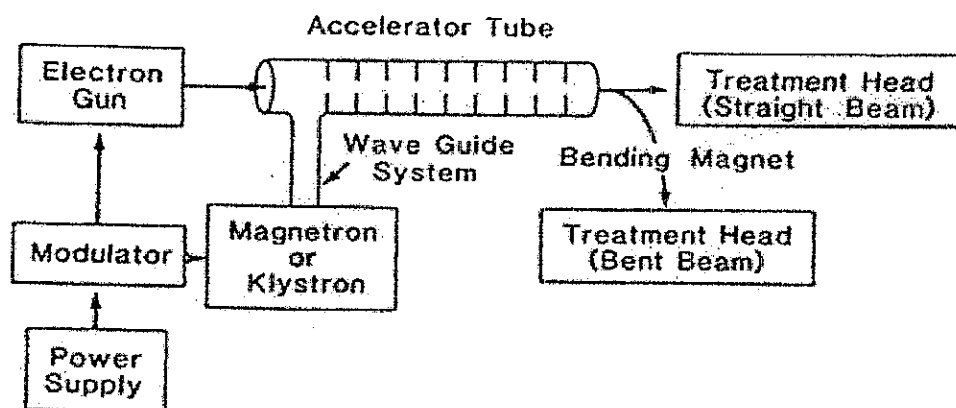
Akselerator linier dilengkapi dengan berbagai kemampuan seperti pengaturan energi, dosis, penggerak unit peralatan dan berbagai peralatan penunjang. Unit peralatan pada akselerator dibagi menjadi bagian yang berputar dan bagian yang tetap dan digambarkan dalam gambar II.1. dan gambar II.2.

Bagian tetap terdiri dari:

- a. Sebuah unit catu daya utama,
- b. Modulator pulsa dan unit kendali klystron dan tyratron,
- c. Catu daya untuk kendali rotasi,
- d. Sebuah catu daya bantu dan unit pendingin.

Bagian berputar terdiri dari:

- a. Gantri,
- b. sebuah senapan elektron (*electron gun*),
- c. sebuah struktur pemercepat (*acceleration structure*),
- d. magnet pembelok elektron (*deflection magnet*), dan
- e. sebuah treatment utama (*treatment head*).



Gambar II.2 Blok diagram akselerator linier

II.2.1 Sistem Pemercepat dan Pembelok Elektron

Konstruksi sistem ini terdiri dari; senapan elektron, sistem pemercepat, dan pembelok elektron. Senapan elektron adalah sebuah filamen (*heater*) tak-langsung. Heater ini membangkitkan pancaran elektron dengan harga puncak sekitar 500 mA (milli ampere) dengan tegangan masukan 15 kV (kilo-volt) pada kisi.

Senapan elektron ini beroperasi pada ruang hampa dengan tekanan 1×10^{-6} mmHg atau lebih rendah. Pancaran elektron yang normal dapat terjadi jika ruang hampa tinggi, jika kehampaan tidak baik maka emisi pancaran elektron dari katoda dapat menjadi rusak.

Jika sistem hampa dijalankan (proses penghampaan), pemanas akan dipadamkan dan arus tidak mengalir melalui pemanas. Hal ini untuk melindungi filamen senapan elektron.

Dua pasang kumparan diletakkan di dalam, dan dua pasang lagi di sisi luar untuk membetulkan lintasan pancaran elektron. Empat daya kumparan

diletakkan pada catu daya magnet pada bagian atas unit peralatan bagian berputar. Arus yang mengalir pada kumparan diatur oleh peubah resistor pada kontrol.

Magnet pembelok elektron sebesar sudut belok 270^0 terletak pada sisi depan unit peralatan bagian berputar seperti terlihat dalam gambar II.2, membelokkan elektron sebesar sudut tersebut pada energi elektron sekitar 10 MeV. Magnet ini memiliki dua kutub yang menyebabkan pembelokan akromatik (posisi dan orientasi dari pancaran tidak terpengaruh oleh energi) dan mengumpulkan pancaran elektron. Ini memungkinkan untuk mengumpulkan pancaran elektron dengan lebar energi 10 % pada target atau lembar penghambur dengan menetapkan medan pembangkit medan magnet.

Pada mulanya elektron dibangkitkan oleh pembangkit elektron, kemudian dipercepat oleh struktur pemercepat. Sebelum keluar ke udara bebas sebenarnya energi elektron yang dihasilkan adalah heterogen dengan spektrum energi cukup lebar (lebih besar dari 10 %), namun energi yang diinginkan sebelum keluar ke udara bebas adalah mendekati energi tunggal dengan lebar energi sebesar 10 %. Maka elektron difokuskan sebelum keluar ke udara bebas dengan cara membelokkan dengan menggunakan medan magnet pembelok (*deflection magnet*). Besarnya medan magnet pembelok tergantung dari besarnya arus catu daya magnet pembelok.

Saluran pancaran adalah saluran vakum yang memandu pancaran elektron dari struktur pemercepat ke target sinar-X (untuk memancarkan sinar-X)

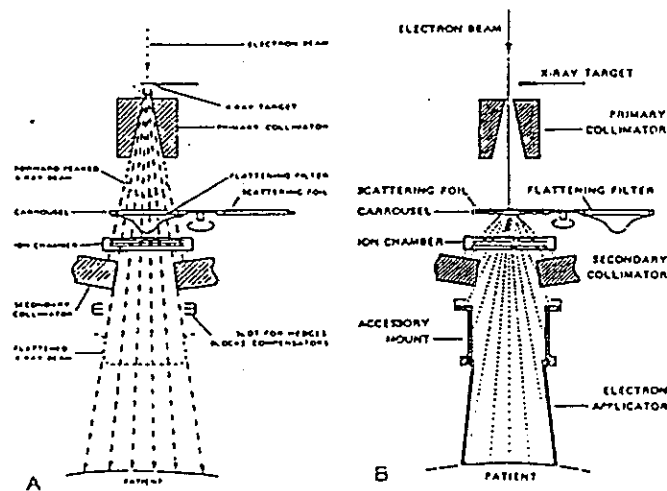
atau pada lembar penghambur elektron. Pancaran elektron mengalir ke udara melalui celah (window) dengan material yang sangat tipis.

II.2.2 Treatmen Utama

Treatmen utama adalah bagian dari linac yang mengubah pancaran elektron dalam udara menjadi sinar-X dan elektron (seperti terlihat pada gambar II.3) yang mempunyai energi sehingga dapat digunakan untuk penyinaran dan dapat dimonitor dosisnya.

Komponen treatmen utama terdiri dari:

- a. Target untuk mengubah pancaran elektron menjadi sinar-X,
- b. Lembar penghambur untuk memperoleh radiasi pancaran elektron yang lebar,
- c. Sebuah tapis pendatar untuk mendatarkan sinar-X,
- d. Sebuah bilik monitor dosis,
- e. Sebuah kolimator untuk mengatur radasi sinar-X.



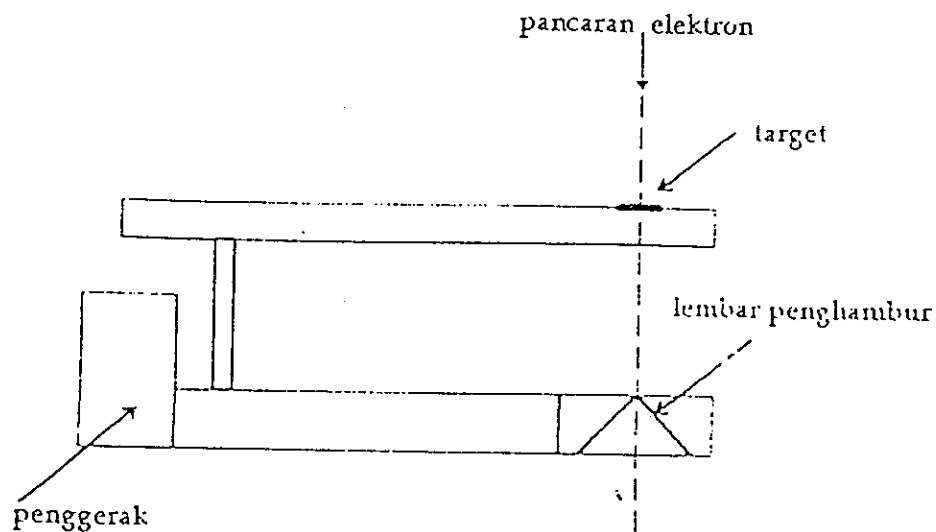
Gambar II.3 Gambar A adalah berkas elektron yang diubah menjadi sinar-X, gambar B menunjukkan berkas elektron yang dihamburkan oleh lembar penghambur

1. Target Sinar-X dan Berkas Penghambur

Target sinar-X adalah suatu bahan dengan tipe transmisi dan konstruksi sedemikian rupa sehingga pancaran elektron dapat diubah menjadi sinar-X untuk mode sinar-X. Pada mode pancaran elektron, target diganti dengan berkas penghambur yang terbuat dari timah yang mampu menyebarkan berkas secara merata pada daerah penyinaran.

2. Tapis Pendatar

Tapis pendatar adalah kubah timah hitam (Pb) dan berfungsi mendatarkan sinar-X pada medan radiasi. Pada saat digunakan untuk pancaran elektron, tapis ini secara otomatis dipindahkan sistem akan terkunci secara otomatis (dapat dilihat dalam gambar II.4).



Gambar II.4. Target sinar-X dan berkas penghambur

3. Bilik Monitor Dosis

Bilik monitor dosis adalah sensor sistem pengukuran untuk memonitor dosis penyinaran radioterapi.

4. Kolimator

Dua pasang blok lengkung kolimator (atas dan bawah) membatasi medan radiasi dalam arah Y dan X. Blok ini dapat diatur dengan kontroler atau oleh *pendant*.

Ukuran medan radiasi dinyatakan dalam satuan milimeter pada tampilan kontroler. Keseluruhan kolimator dapat bergerak sampai 270^0 memutar pusat medan radiasi.

II.2.3 Sistem Gelombang-mikro

Sistem gelombang-mikro memasok gelombang-mikro tenaga tinggi ke struktur pemercepat, terdiri atas komponen-komponen berikut; oscilator RF untuk menggerakkan dan menyeter gelombang mikro pada amplifler gelombang-mikro tenaga tinggi (klystron). Selain itu terdapat juga klystron untuk menguatkan gelombang-mikro yang berasal dari oscilator RF dan sebuah rakitan klystron mencakup tanki transformer getaran, untuk mengarah misi klystron dilakukan dengan koil – koil. Terdapat juga sambungan pengarah gelombang-mikro tenaga tinggi dari klystron ke struktur pemercepat, sistem ini dilengkapi dengan sistem penekan gas untuk mengisi gas SF₆ pada pengarah gelombang-mikro.

1. Oscilator RF

Oscilator RF diletakkan di bagian diam unit peralatan dan membangkitkan gelombang-mikro. Keluaran frekuensi gelombang-mikro dengan frekuensi 2,856 MHz sesuai untuk mempercepat elektron pada struktur pemercepat.

Keluaran tersebut dikuatkan oleh rongga amplifler yang kemudian diberikan kepada klystron.

2. Unit klystron

Unit klystron meliputi sebuah klystron, koil-koil pengarah pada klystron, jaket pendingin air, pelindung sinar-X, dan sebuah tanki transformer frekuensi tinggi.

Klystron adalah tabung penguat frekuensi tinggi dan mempunyai daya keluaran sebesar 7 MW (mega-watt). Keluaran akan diinjeksikan pada struktur pemercepat elektron (*accelerator structure*) melalui pemandu gelombang (*waveguide*).

3. Catu Daya Penggerak Gelombang-mikro

PFN adalah sumber catu daya tabung oscilator frekuensi tinggi, dan bisa diatur sesuai dengan energi radiasi yang dikehendaki. Catu daya terdiri dari susunan beberapa kondensator dan kumparan yang disusun dan diatur sedemikian rupa sehingga dapat memberikan beberapa macam daya sesuai dengan pemilihan energi.

II.3 Interaksi Elektron dengan Materi

Jika elektron berada pada lintasan medium, akan berinteraksi dengan atom dengan berbagai jenis proses akibat gaya coulomb. Jenis proses tersebut adalah, (Wiryosimin,1995):

- a. Tumbukan tak sempurna dengan elektron atom (ionisasi dan eksitasi),
- b. Tumbukan tak sempurna dengan inti atom (Bremsstahlung),
- c. Tumbukan sempurna dengan elektron atom, dan
- d. Tumbukan sempurna dengan inti atom.

Dalam tumbukan tak sempurna sebagian energi kinetik hilang yang digunakan untuk menghasilkan ionisasi atau berubah dalam bentuk energi lain seperti energi photon dan energi eksitasi. Pada tumbukaan sempurna energi

kinetik tidak hilang meskipun terbagi di antara partikel yang muncul akibat tumbukan. Pada bahan bernomor atom rendah seperti air dan jaringan lunak, energi elektron yang hilang terutama pada saat proses ionisasi dengan elektron atom. Pada bahan dengan nomor atom tinggi seperti seng, proses bremsstrahlung lebih banyak terjadi. Pada proses tumbukan dengan atom-atom elektron dikenal dengan elektron sekunder atau sinar gamma. Peristiwa ini terjadi jika energi kinetik yang dibutuhkan oleh elektron yang hilang cukup besar, sehingga elektron tersebut tidak mengalami ionisasi lanjutan. Pada saat sinar elektron menuju ke media yang disinari, energinya berangsur-angsur diturunkan sampai dengan elektron tersebut mencapai energi panas dan ditangkap oleh atom-atom yang berada di sekitarnya.

II.3.1 Rata-rata Energi Hilang

Jika elektron melintasi medium, ia akan kehilangan energi karena proses tumbukan dan proses radiasi.

1. Energi yang Hilang saat Tumbukan (proses ionisasi dan eksitasi)

Ada 4 macam sebab hilangnya energi pada proses ionisasi dan eksitasi yaitu (Khan, 1994) :

- a. Rata-rata energi yang hilang tergantung pada banyak elektron pada medium.
- b. Rata-rata energi yang hilang per gram per sentimeter kuadrat, yang di sebut tenaga massa pemberhenti.

- c. Atom dengan nomor atom rendah memiliki tenaga massa pemberhenti yang tinggi dari pada yang bernomor atom tinggi, hal ini dikarenakan dua hal: Pertama, bahan yang bernomor atom tinggi mempunyai jumlah elektron pergram yang lebih sedikit dibanding dengan bahan yang bernomor atom rendah, kedua, bahan yang bernomor atom tinggi memiliki lebih rapat ruang gerak elektronnya, sehingga sukar untuk berinteraksi.
- d. Rata-rata energi hilang pertama-tama mengalami penurunan lalu naik dengan kenaikan pada energi elektron sekitar 1 MeV. Rata-rata energi hilang dari elektron dengan energi 1 MeV atau di atasnya adalah kira-kira 2 MeV/cm.

2. Hilangnya energi saat radiasi (Bremsstrahlung)

Rata-rata hilangnya energi per sentimeter adalah sebanding dengan energi elektron dan kuadrat dari nomor atom bahan (Z^2). Selain itu, kemungkinan hilangnya energi saat radiasi tergantung pada kenaikan hilangnya energi saat tumbukan dengan energi kinetik elektron dan nomor atom bahan. Yang berarti produksi sinar X efisien untuk energi elektron yang tinggi dan penyerapan oleh nomor atom yang besar.

3. Karena tenaga pemberhenti (*stopping power*)

Total tenaga massa pemberhenti materi $(S/\rho)_{\text{tot}}$ didefinisikan sebagai penjumlahan antara tenaga hilang karena proses *collision* dan radiasi.

$$(S/\rho)_{\text{tot}} = (S/\rho)_{\text{col}} + (S/\rho)_{\text{rad}} \quad (\text{II.1})$$

dengan =

$(S/\rho)_{\text{tot}}$ = tenaga massa-pemberhenti total.

$(S/\rho)_{\text{col}}$ = tenaga yang hilang saat *collision*.

$(S/\rho)_{\text{rad}}$ = tenaga yang hilang saat proses radiasi.

4. Energi serap materi (*absorbed dose*)

Energi elektron akan berkurang saat berinteraksi dengan materi karena adanya penyerapan energi.

II.3.2 Hamburan elektron

Saat elektron menumbuk suatu bahan, elektron mengalami hamburan karena adanya gaya Coloumb antara elektron dengan inti dari bahan. Elektron memperoleh kecepatan dan perpindahan dari pergerakannya.

Tenaga hamburan tergantung dari besar nomor atom dan besarnya energi kinetik elektron. Pada umumnya untuk mendapatkan hamburan yang baik digunakan bahan yang bernomor atom tinggi.

II.4 Karakteristik Klinis Berkas Elektron

II.4.1 Kurva dosis kedalaman pada pusat berkas sinar

Daya tarik utama dari penyinaran radioterapi adalah pada bentuk dari kurva dosis kedalaman, terutama pada rentang energi antara 6-15 MeV. Daerah yang lebih atau kurang seragam dosisnya diikuti dengan penurunan dosis yang

cepat yang merupakan kelebihan dibanding dengan pesawat sinar-X konvensional. Walau bagaimanapun keuntungan ini cenderung menghilang dengan kenaikan energi. Pada bagian awal dari energi-tinggi elektron kehilangan energi pada rata-rata energi sekitar 2 MeV/cm pada air atau jaringan lunak. Pada rentang energi maksimum elektron, dosis hanya dikontribusikan oleh kontaminasi dari sinar-X. Dosis yang diberikan elektron dengan ukuran kedalaman centimeter pada level isodosis 80% sampai 90%, adalah sebanding dengan 1/3 sampai 1/4 dari energi elektron dalam MeV. Sehingga energi elektron 13 MeV dapat digunakan untuk kedalaman kira-kira 3 sampai 4 cm (Khan, 1994).

II.4.2 Kurva Isodosis

Hamburan berkas elektron berperan penting untuk membedakan bentuk kurva isodosis-distribusi titik pusat, keseragaman, dan kurva didekat tepi bidang. Perbedaan mesin akan memberikan perbedaan yang berarti pada bentuk kurva isodosis. Sistem kolimasi (seperti berkas penghambur, monitor detektor, dan konus) dan celah udara di atas pasien menyebabkan penyebaran sinar seperti pada penyebaran energi. Dengan demikian sinar dengan energi yang sama namun berbeda dalam kolimasi akan memberikan distribusi dosis yang berbeda.

II.4.3 *Field Flatness and Symmetry*

Keseragaman dosis dari sinar elektron selalu ditetapkan pada garis tegak lurus dari sinar dan pada kedalaman tertentu. Pada tahun 1972 ICRU (*International commission on Radiation units and Measurements*) menetapkan kedataran sinar berdasar dari *uniformity index* (nilai batas keseragaman).

Didefinisikan pada ratio kedalaman dan garis dari luasan di mana dosis melebihi nilai 90% dari pusat geometris sinar terhadap daerah persilangan sinar geometris pada phantom.

AAPM (*American Assosiations of Phisicist in Medic*) merekomendasikan bahwa keseragaman sinar elektron pusat yang tegak lurus dengan sinar melebihi dosis maksimum pada kedalaman isodosis 95%. Variasi dari dosis pada titik pusat sebaiknya kurang-lebih dari 5% (optimalnya kurang-lebih 3%) pada 2 cm di dalam garis geometri sinar ukuran 10 x 10 cm atau lebih.

Beam symmetry adalah kesebandingan dosis pada titik pusat dengan sisi lainnya. Menurut rekomendasi AAPM besar kesimetrisan sinar tidak boleh lebih besar dari 2%.

II.4.4 Kolimasi dan Ukuran Berkas

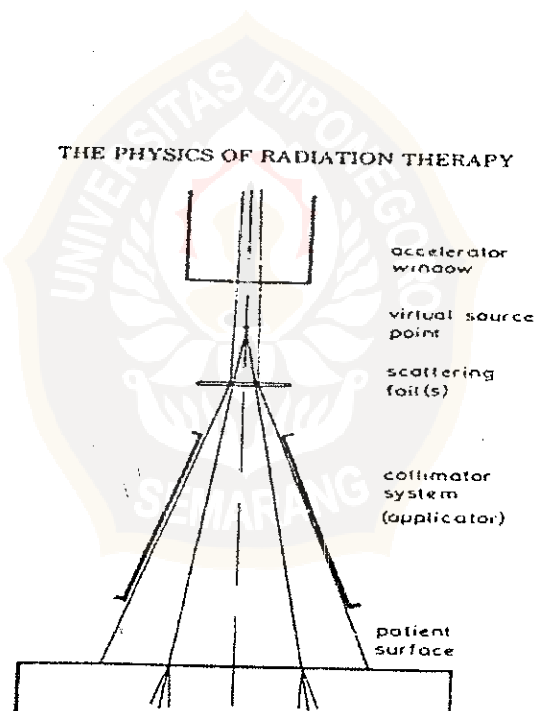
Keseragaman sinar dan kesimetrisan diperoleh dari bentuk yang rapi dari hasil yang diberikan oleh lembar penghambur dan kolimator. Pesawat akselerator memerlukan satu atau lebih lembar penghambur yang terbuat dari timah, untuk memberikan distribusi keseragaman dosis pada lapangan penyinaran.

Kolimasi sinar dapat meningkat hasilnya dengan sistem dua lembar penghambur (*dual-foil system*), dimana lembar pertama melebarkan sinar dengan multi hamburan, lembar kedua didesain untuk membuat keseluruhan berkas sinar menjadi seragam.

Distribusi dosis kedalaman dan keluaran pada pusat berkas tergantung ukuran sinar. Distribusi dosis bertambah dengan meningkatnya luas berkas sinar karena meningkatnya hamburan dari kolimator dan luas permukaan obyek.

II.4.5 Sumber Elektron

Berkas elektron sebelum memasuki ruang vakum dari akselerator, dibelokkan oleh medan magnet, lembar penghambur, *monitor chamber*, dan celah kemudian dipancarkan menyebar dari sebuah titik. Titik ini disebut *virtual point*, yaitu titik persimpangan berkas sebelum mengenai obyek (dapat dilihat pada gambar II.4).



Gambar II.4 Skema titik sumber elektron

II.4.6 Kontaminasi Sinar-X

Dosis dari kontaminasi sinar-X pada pasien disebabkan oleh interaksi elektron dengan jaringan. Pada penggunaan pesawat akselerator linier (Khan, 1994), rentang dosis kontaminasi pada pasien adalah antara 0,5% sampai 1% pada rentang energi 6-12 MeV, 1% sampai 2% untuk 12-15 MeV; dan 2% sampai 5% untuk 15 sampai 20 MeV. Sel-sel materi biologis akan menyerap sebagian atau seluruh tenaga partikel yang dapat menimbulkan ionisasi dan eksitasi. Hasil ionisasi dan eksitasi berupa ion-ion radikal, atom-atom tereksitasi yang berinteraksi lebih lanjut akan membentuk molekul yang stabil. Proses ini merupakan awal dari kerusakan sel akibat sinar -X, (Cameron and Skofronik, 1978). Sel-sel yang cepat tumbuh dan aktif dalam pertumbuhan akan lebih peka (*radiosensitive*) terhadap radiasi.

III.5 Dosimetri

Dosimetri dalam radioterapi diartikan sebagai cara pengukuran kuantitatif radiasi yang ditinjau baik dari sumber radiasi maupun responnya terhadap materi (Viridianti, 1998). Dalam menentukan besar radiasi pengion yang diterima tubuh merupakan salah satu faktor penting dalam bidang radiologi dan radioterapi. Beberapa sifat radiasi pengion dapat merusak jaringan tubuh yang dikenainya. Maka untuk mencegah kerusakan-kerusakan akibat radiasi pengion tersebut pengertian dan pengetahuan tentang dosimetri sangat diperlukan.

Adapun prinsip dosimetri dalam penelitian ini dengan menentukan besarnya dosis radiasi pada luas lapangan penyinaran dengan mempergunakan

detektor. Pengukuran dilakukan pada pusat berkas sinar utama kemudian detektor digeser ke arah kanan dengan selang 1 cm (sesuai luas lapangan), kemudian digeser kembali ke sumbu pusat penyinaran untuk selanjutnya pengukuran dilanjutkan ke arah kiri. Sedangkan untuk pengukuran prosen dosis kedalaman, pengukuran dilakukan pada pusat berkas sinar pada kedalaman. Beberapa besaran dalam dosimetri adalah :

1. Paparan

Paparan menyatakan kemampuan radiasi untuk menyerahkan tenaga pada suatu materi. Kemampuan tersebut dinyatakan dengan jumlah muatan listrik yang terbentuk persatuan massa bahan (Knoll, 1978)

$$X = \frac{Q}{m} \quad (\text{II.1})$$

dengan :

Q adalah jumlah muatan listrik yang terbentuk dengan muatan sejenis dalam udara (coulomb).

X adalah paparan (Roentgen, $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1} \text{ udara}$).

m adalah massa elemen udara yang terionisasi (kg).

Definisi tersebut mengandung 2 (dua) pemikiran (Viridianti, 1998) :

1. Membatasi muatan partikel yang dihasilkan ketika sinar-X atau sinar γ berinteraksi dengan massa udara.

2. Menentukan muatan total yang dihasilkan dari proses ionisasi, dan kehilangan energinya selama melewati udara.

2. Laju Paparan

Laju paparan didefinisikan sebagai besarnya paparan tiap satuan waktu (Knoll, 1978)

$$E_R = \frac{X}{m} \quad (\text{II.3})$$

dengan :

E_R adalah laju dosis paparan (R / dt).

X adalah paparan (roentgen).

m adalah lamanya waktu paparan (detik)

Satuan yang biasanya digunakan adalah R/jam.

3. Dosis Serap

Dosis serap didefinisikan sebagai terserapnya sebagian energi yang ada dalam berkas sinar pengion oleh bahan yang terkena radiasi tanpa memperhatikan besarnya energi radiasi itu (Knoll, 1979)

$$D = \frac{E_d}{m} \quad (\text{II.4})$$

dengan :

D adalah dosis serap

E^d adalah energi sinar pengion

m adalah massa bahan penyerap

Dosis serap biasanya mempergunakan satuan Rad (*Rontgen Absorbed Dose*, 1 Rad = 0,01 J/kg). Satuan dosis serap juga dituliskan dalam Gray (1 Gray = 1 J/kg).

4. Laju Dosis Serap

Menyatakan besarnya dosis serap yang diterima jaringan tubuh persatuan waktu atau lamanya penyinaran.

$$E^D = \frac{D}{t} \quad (\text{II.5})$$

dengan :

E^D adalah laju dosis serap

D adalah dosis serap dan t adalah lamanya waktu penyinaran

II.6 Kalkulasi Dosis

Kalibrasi atau pengukuran pesawat radiasi dilakukan dengan menggunakan phantom. Karena mewakili jaringan manusia maka bahan phantom diharapkan mempunyai syarat-syarat attenuasi dan penyerapan secara fisika hampir sama dengan jaringan manusia, menurut Viridianti, 1998 syarat –syarat tersebut meliputi ; nomor atom ($Z = 7,42$), densitas $\rho = 1$, gram/cm³ densitas elektron $3,36 \times 10^{23}$ elektron/cm³.

Bahan yang memenuhi syarat untuk digunakan sebagai phantom adalah air dan perspex/lucite/plexiglas.

Percentage Depth Dose (PDD) adalah dosis pada kedalaman tertentu, di mana terjadi ionisasi terbesar.

- PDD untuk energi rendah kurang dari 400 kV

$$PDD = \frac{\text{dosis pada suatu kedalaman}}{\text{dosis pada permukaan bahan}} 100 \% \quad (\text{II.6})$$

- PDD untuk energi tinggi, lebih dari 400 kV

$$PDD = \frac{\text{dosis pada suatu kedalaman}}{\text{dosis pada kedalaman maksimum}(D_{\max})} 100 \% \quad (\text{II.7})$$

II.7 Pengukuran Keluaran Energi Tinggi

Pengukuran keluaran energi tinggi dari pesawat akselerator linier dapat dilakukan dengan 2 (dua) jenis bilik pengionan yaitu (Zahir, 1989) :

1. Bilik pengionan tipe bidal atau silindris
2. Bilik pengionan keping paralel (*plane parallel chamber*)

Pemilihan jenis bilik pengionan yang digunakan pada pengukuran tergantung dari energi elektron, E_0 . Untuk berkas elektron berenergi $E_0 < 5$ MeV harus digunakan bilik pengionan keping paralel, untuk energi $5 \text{ MeV} \leq E_0 \leq 10 \text{ MeV}$ direkomendasikan menggunakan bilik keping paralel, sedangkan untuk $E_0 > 10$ MeV direkomendasikan menggunakan bilik silindris, walaupun demikian bilik keping paralel dapat digunakan juga.

Untuk mendapatkan laju dosis serap pada keluaran pesawat akselerator linier menggunakan rumus (Andreo dkk,1987),

$$D_w = M_u \times K_{p,t} \times N_D \times (S_{w,air}) \times P_u \times P_s \quad (II.8)$$

dengan =

M_u adalah bacaan dosimeter

$K_{p,t}$ adalah faktor koreksi tekanan dan temperatur udara

N_D adalah faktor koreksi dosis

$(S_{w,air})$ adalah nisbah daya henti massa air ke udara (lampiran)

P_u adalah faktor koreksi perturbasi

P_s adalah faktor koreksi rekombinasi

